

(19)日本国特許庁(JP)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-200031

(43)公開日 平成5年(1993)8月10日

(51)Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 10/00	L			
	X			
5/14	3 1 0	8932-4C		

審査請求 有 請求項の数10(全 7 頁)

(21)出願番号 特願平4-64715

(22)出願日 平成4年(1992)3月23日

(31)優先権主張番号 P 4 1 0 9 5 2 9 . 4

(32)優先日 1991年3月22日

(33)優先権主張国 ドイツ(DE)

(31)優先権主張番号 P 4 1 3 8 7 0 2 . 3

(32)優先日 1991年11月26日

(33)優先権主張国 ドイツ(DE)

(71)出願人 592060972

マードウス メディツィン エレクトロニ
ク ゲゼルシャフト ミット ベシュレン
クテル ハフツング ウント コンパニイ
コマンディートゲゼルシャフト
ドイツ連邦共和国 グンデルフィンゲン
フライブルク インドゥストリーシュトラ
ーセ 51

(72)発明者 ベーター グリーベル

ドイツ連邦共和国 フライブルク アルバ
ンシュトルツ シュトラーセ 26

(74)代理人 弁理士 矢野 敏雄 (外2名)

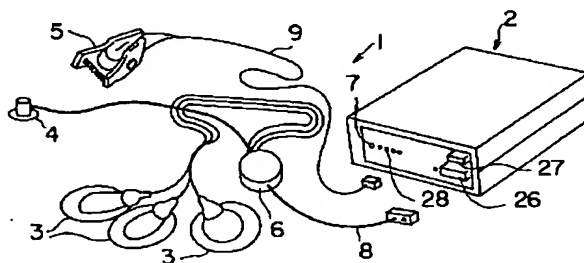
(54)【発明の名称】 睡眠無呼吸症候群の通院認知及び診断のために患者の生理学的パラメータを検出しかつ記憶するための移動装置

(57)【要約】

【目的】 睡眠無呼吸症候群の通院認知及び診断のために患者の生理学的パラメータを検出しかつ記憶するための移動装置。

【構成】 本発明による装置は、検出・記憶ユニット(2)及び次のトランスジューサ：3個のEKG電極(3)、喉頭マイクロホン(4)、オキシメーター指センサ(5)及び体位検出器(6)から構成されている。

【効果】 有効性において、睡眠実験室での入院検査に基く診断に匹敵する、睡眠無呼吸の通院診断が可能である。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 心臓電位を走査しかつ

a) 心臓電位に基いて心搏度数を検出するための器具、
b) 呼吸音及びc) いびき音を検出するための器具及び
短い時間間隔についてその都度検出された前記生理学的
パラメータの多数の組をコード化された形で記憶するた
めの器具を有する、患者の生理学的パラメータを検出し
かつ記憶するための移動装置において、該装置がさら
に、患者のd) 血液の酸素飽和度及びe) 体位を検出し
かつコード化された形で記憶するための器具を有するこ
とを特徴とする、前記移動装置。

【請求項2】 さらにパラメータa) ~ e) が検出され
る特定の時間間隔をコード化された形で識別するための
器具を有する、請求項1記載の装置。

【請求項3】 特定の検出時間間隔を識別するための器
具が押ボタンスイッチ(7)を包含する、請求項2記載
の装置。

【請求項4】 血液の酸素飽和度を検出するための器具
が、患者の一端(14)によって惹起される光の吸収及
び反射を測定するための、少なくとも1個の光源(1
2)及び少なくとも1個の受光器(13)を有するセン
サーを包含する、請求項1から3までのいずれか1項記
載の装置。

【請求項5】 光源(12)及び受光器(13)が固定
要素において相対して配置されており、光源(12)及
び受光器(13)の発光側と受光側が相互に対向してい
る請求項4記載の装置。

【請求項6】 固定要素がクリップ(5)により形成さ
れ、同クリップ(5)の対向する脚(11)上に光源
(12)及び受光器(13)が配置されている、請求項
5記載の装置。

【請求項7】 固定要素が、端部でU状に曲っている柔
軟な帯板(30)から形成されており、光源(12)及
び受光器(13)が“U”のアーム上に配置されてい
る、請求項5記載の装置。

【請求項8】 患者の空間的位置を検出するための器具
が、患者(10)の上半身に取付けるべき中空体(6)
を包含し、その中に導電性材料からなる球が存在する、
請求項1から7までのいずれか1項記載の装置。

【請求項9】 中空体(6)が中空四面体であり、同四
面体の隅に球によって閉じられうる接点が配置されてい
る、請求項8記載の装置。

【請求項10】 呼吸音を検出するための器具が、無呼
吸現象後のあえぎ呼吸時の激しいいびき音のみを検出
するように配置されている、請求項1から9までのいづれ
か1項記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、睡眠無呼吸症候群を検
出し、診断する方法に関する。該方法では、移動装置を

用いて患者の生理学的パラメータ：心搏度数、呼吸音及
びいびき音を測定し、短い時間間隔についてそれぞれ測
定した前記パラメータの多数の組を、コード化した形で
移動装置に記憶させ、これらの組をコンピュータに伝
送してコンピュータによって分析し、特に個々のパラ
メータの時間的変動及び種々のパラメータの間の相関関
係を考慮する。

【0002】また本発明は、心臓電位を走査しかつ

a) 心搏度数を心臓電位に基いて検出する器具、
b) 呼吸音及びc) いびき音を検出する器具及び短い時
間間隔についてその都度検出された前記生理学的パラメ
ータの多数の組をコード化された形で記憶するための装
置を有する、上記方法を実施するための装置に関する。

【0003】

【従来の技術】睡眠無呼吸の症候は、呼吸不全、著しい
血中酸素の減少(つまり動脈血中の酸素分の低下)及び
心搏異常の併発によって特徴づけられている。無呼吸症
状に続いて、一般にあえぎ呼吸、しばしばまた驚愕の覚
醒も起こる(参照：例えばM. J. Tobin, M.
A. Cohn, M. A. Sackner: Breathing abnormalities during
sleep, Arch. Intern. Med. 1983; No 143, 1221頁~1228頁)。

【0004】睡眠無呼吸の疫学的重要性が次第に認識さ
れている。すなわち、睡眠中の長い、頻繁な無呼吸段階
は、しばしば心血管及び心肺の疾患及び深刻な精神物理
学変化を伴うことが知られている。睡眠無呼吸の影響
は、昼間は眠り込み傾向の過度の増加(この場合には睡
眠無呼吸が統計的に最頻繁原因と認められる)及び眠り
込み及び眠り通し障害の発生(この場合には睡眠無呼吸
が第5番目の最頻繁原因と記載されている—参照：R.
M. Coleman, H. P. Roffwarg, S.
J. Kennedy: Sleep-wake disorders based on polysomnog
raphic diagnosis, anational cooperative study, JAMA 1982; No 247, 997頁~1003頁)である。

【0005】従来、睡眠-覚醒障害の検査のためには、
特殊なクリニックの睡眠実験室が利用されており、この
実験室では睡眠の間の多睡眠グラフ式の評価によって診
断を行うことができる。このような検査は時間浪費的
で、コスト高である。つまり記録すべきパラメータが多
数のために患者の入院滞在の場合以外は実施することが
できない。このような入院検査は、高い費用の他に、患
者の睡眠が異常な環境によって妨害されるという欠点を
有する。それ故にこのような検査の価値が低下する。従
ってすでに、入院検査の欠点を除く多くの試みがあつ
た。

【0006】また、睡眠無呼吸症候群を、睡眠実験室で
の入院検査を避けて移動可能の検出・記憶装置によって

通院により認知しかつ診断することもできる。すなわちヨーロッパ特許出願第0371424号明細書には、冒頭記載の種類のような、睡眠無呼吸症候群の通院認知及び診断方法及び装置が記載されている。この場合には、心臓電位を患者の上半身に取付けられる2個の電極で第3の電極に関して測定し、ピーク値検出器に供給する。ピーク値の間の時間間隔から心搏度数が計算される。呼吸音及びいびき音は患者の喉頭に取付けられるエレクトレットマイクロホンによって検知され、2個の異なるしきい値検出器に供給される。この際1個のしきい値検出器は全周波数範囲（ほぼ100Hz～15kHz）にわたる感度を有するが、他のしきい値検出器はフィルターによる高い信号周波数の減衰によって低い周波数範囲（ほぼ100Hz～800Hz）のみで感知可能である。しきい値検出器は、適用信号が設定されたしきい値を越える際に応答する。しきい値は、通常の呼吸が前者のしきい値検出器に検出され、いびきが後者のしきい値検出器で検出されるように調整されている。これらの生理学的パラメータ、すなわち心搏度数及び呼吸及びいびきの存在又は不在は1秒の時間間隔で一緒に測定され、時間間隔毎に2進コードで該装置に存在するRAM記憶装置に記憶される。睡眠時間中に記憶されたデータは、該移動装置からコンピューターに伝送され、コンピューターで睡眠無呼吸症候群について分析される。心搏度数の時間的变化、呼吸音及びいびき音ならびにこれらのパラメータの間の相関関係から無呼吸の存在に関する情報が誘導される。

【0007】無呼吸の重大さは、無呼吸現象の頻度、その重さ及び持続時間に依存する。前記装置を用いる方法は、あまり信頼できない比較的粗い診断しか許さないという欠点を有する。すなわち無呼吸現象の頻度は測定されうるけれども、その重さは測定されず、その持続時間は不正確にしか測定されない、それというのも完全な呼吸停止と軽い連続呼吸との間の区別があまり十分でないからである。診断、たとえば障害的な中心的無呼吸、間代性筋痙攣及び他の睡眠障害の区別のために重要な、患者の体位及び諸運動に関する情報は存在しない。多発神経病、老人硬直心臓又は糖尿病のような症状の場合にも、心搏度数は無呼吸現象の場合のように著しく変化せずに、ほぼ一定のままである。このような状態の存在する場合には、無呼吸を診断することはなかなか困難である。従って多くの場合、従来技術で公知の装置を使用する際には、依然として睡眠実験室での入院後検査が必要である。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】従って本発明は、睡眠実験室での入院後検査が一般に不要であるような高い診断信頼性を有する、睡眠無呼吸症候群の通院検出及び診断のための方法を提供するという課題を基礎とする。さらに該方法は、無呼吸現象の頻度の測定の他に、同現象

の重さ及び持続の量的測定も許し、さらに患者の体位及び諸運動の検出も許すことが要求される。また無呼吸の診断は、上記の症状の場合にも可能であるべきである。逆にこれらの症状の認められない場合にも、それらに対する示唆が得られなければならない。さらにまた、本発明の課題は相応の装置の設計も含む。

【0009】

【課題を解決するための手段】前記課題は、冒頭記載の方法において、さらに患者の血液の酸素飽和度及び体位を、検出されかつ記憶された他のパラメータと同時に移動装置を用いて検出し、コードされた形で記憶し、記憶された前者のパラメータの組を記憶された他のパラメータの組と一緒にコンピューターに伝送しかつコンピューターによって分析し、この分析で酸素飽和度の持続時間及び激しさから個々の無呼吸現象の重さの度合を得、体位の変化から不安定睡眠の度合を誘導し、この度合から睡眠深さの度合を得ることを特徴とする前記方法によって解決される。

【0010】分析においては、障害的無呼吸の場合には仰臥位で無呼吸現象が頻繁に起こることを根拠にして、無呼吸現象の発生が体位に依存していることによって、有利に障害的無呼吸、中心的無呼吸及びその他の睡眠障害を区別することができる。無呼吸現象は一般に心搏度数の著しい変化及び血液の酸素飽和度をもたらす。しかしほぼ一定の心搏度数で酸素飽和度を観察する場合には、これは、多発神経病、老人硬直心臓、糖尿病又は冠動脈梗塞の危険を指示するものと認識されうる。診断の質を改善するためには、分析時に認識されずに妨害するおそれのある特別な身体的様態、例えば臥床、覚醒又は起床を特定するのが有利である。これは、体位の連続的記録の他に、患者がこのような様態の際に移動装置に存在する押ボタンスイッチを押すことができることによって実現することができる。血液の酸素飽和度の時間的経過を測定することによって、無呼吸現象の持続時間が測定されうる。従って呼吸音から同持続時間を測定する必要がない。その代り、無呼吸現象後のあえぎ呼吸時に生じる激しいいびき音のみを有利に検出することができる。

【0011】前記の提案した方法を実施するための装置は、冒頭記載の装置において、さらにd)患者の血液の酸素飽和度及びe)患者の体位を検出しかつコード化された形で記憶するための器具を有することを特徴としている。

【0012】本発明による装置は、心搏度数、呼吸音及びいびき音、患者の血液の酸素飽和度及び体位を短い時間間隔で検出するための器具を有する移動装置である。該移動装置はまた特定の検出時間間隔を識別するための器具も有し、有利にはこれは押ボタンスイッチである。検出の時間間隔は、検出して記憶すべき異なるパラメータについては異なる長さで選択されていてよい。好まし

くは1〜10秒の値である。この値から0.1秒までのさらに短い間隔も実現することができる。他の実施態様の場合には、検出の時間間隔の長さは可変であり、しかもこの長さは該移動装置によって必要に応じて自動的に調節されうる。特に検出に値する現象、つまり例えば可能な無呼吸現象が存在する場合には、該装置によって、特に短い時間間隔が選択される。

【0013】血液の酸素飽和度を測定するための器具は、少なくとも1個の光源及び少なくとも1個の受光器を包含し、これらが患者の一端に取付けられかつその端によって惹起される光の吸収又は反射の測定のために使用される。光源は例えば発光ダイオードであり、受光器はフォトトランジスタである。使用される光の波長は、好ましくは、血液酸素分の変化に関連した血液の色の変化が最適に検知されうるように選択される—これは赤色光の範囲の場合である。2種類の波長の光を使用する場合には、使用される2番目の光は、好ましくは、その反射性又は透過性が血液の酸素分によって可及的に依存しないように選択される—これは赤外光の範囲の場合である。2番目の波長の光は、酸素分に依存しない参照値を得るために役立ち、この参照値によって酸素分に対して鋭敏な透過光及び反射光が標準化されうる。色の変化が吸収時に測定される場合には、光源及び受光器は、固定要素において好ましくは相対して配置されており、光源及び受光器の発光側と受光側が相互に対向している。好ましい実施態様の場合、固定要素はクリップであり、この際光源及び受光器は同クリップの脚に配置されている。他の好ましい実施態様の場合には、固定要素は端部でU状に曲っている柔軟な帯板であり、光源及び受光器は「U」のアーム上に取付けられている。両実施態様の場合、固定要素は、光源と受光器との間に体組織が存在するように患者の先端に取付けられる。

【0014】患者の空間的位置を検出するための手段は、好ましくは患者の上半身に取付ける中空体を包含し、同中空体の中に導電性材料からなる球が存在している。この中空体は有利には中空四面体であり、その隅には前記球によって閉じられうる接点が取付けられている。中空四面体は、例えば、仰臥位、左側及び右側を下にした横臥の場合及び直立の姿勢では、球がその都度1つの隅に存在するようになり、そこで接点を閉じるように定位されている。腹臥位の場合には球は四面体の一平面にあり、接点を閉じない。

【0015】呼吸音を検出するための器具は、有利には、無呼吸現象後のあえぎ呼吸の際に激しいびき音のみを検出するように配置される。これは、全周波数範囲にわたって感知可能なしきい値検出器のしきい値を高く調整することによって達成することができる。

【0016】患者の心搏度数、呼吸音及びびき音、血液の酸素飽和度及び体位を検出するために設けられたトランスジューサは、患者の身体に取付けられ、好ましく

は信号線を介して移動装置に接続される。他の好ましい実施態様の場合には、該トランスジューサの信号はワイヤレスで、例えば電磁波によって移動装置に伝送される。この場合には、移動装置を患者の身体に直接取付ける必要はない。この場合には、移動装置に存在する、特別の身体的様態を識別するための押ボタンスイッチの代りに、同様にワイヤレスで遠隔制御されるスイッチング装置を使用することができる。

【0017】すでに詳述したように、本発明は、酸素飽和度を測定することによって無呼吸の現象の重さが測定され、ひいては睡眠無呼吸症候群の量的に精密な分析が可能になるという利点を有する。患者の体位の検出は、不安定睡眠の測定及び無呼吸、間代性筋痙攣及びその他の睡眠障害の診断的区別を許す。また、無呼吸現象は、心搏度数が殆ど一定である症状の場合にも診断される。またこのような症状の発見も可能である。従って総括すれば、本発明は、従来技術と比べて著しく改善され、拡大された睡眠無呼吸症候群の診断可能性を提供する。本発明による装置を使用して本発明の方法により得られたデータは、多数の被検査者の場合専門要員によるデータの評価後にさらなる検査は省略できうるような高い有意性を有することが確認された。従って本発明の装置を用いることによって、睡眠実験室での長期間入院検査の際の診断に匹敵できる信頼性を有する診断が、単純にもかかわらず確立される。しかし睡眠実験室での入院滞在の不利な影響は存在しない。

【0018】次に図面により本発明の実施態様の例を詳述する。

【0019】図1の検出・記憶装置1は、前面に配置された押ボタンスイッチを有する実際の検出・記憶ユニット2及び次の種々のトランスジューサ：3個の心電図(EKG)電極3、喉頭マイクロホン4、オキシメーター指センサ5、体位検出器6及びそれぞれ1個のプラグを有する2個の接続ケーブル8、9から構成されている。

【0020】図2には、患者10の身体におけるトランスジューサの位置決めが図示してある。

【0021】EKG電極3は、患者10の上半身に固定される市販の使い捨て電極であり、これらのうちの2個は第3番目の電極に対する心臓電位を測定する。喉頭マイクロホン4は、環状バンド24を用いて同マイクロホンが患者10の喉頭に接触するように頸に固定されるエレクトレットマイクロホンである。マイクロホン4の患者10の喉頭に接触する側には、環状の絶縁性パッド層及び環状の粘着性使い捨て帯布が設けられている。

【0022】図3には指センサ5の実施態様を図示してある。指センサは、柔軟な横材29によって相互に結合された、2個の固定クリップ脚11を包含する。横材29の一方の側には両クリップ脚11の間に圧縮ばね15が配置されていて、このばねによってクリップ脚11は

材料の他方の側では患者10の指14を固定するために相互に圧縮される。上部クリップ脚11の上には2個の発光ダイオード23が配置されており、下部クリップ脚の上には2個のフォトランジスタ13が配置されている。発光ダイオード12から射出する光の一部は、指14を貫通し、フォトランジスタ13によって受光され、他の部分は指の組織によって吸収される。この光の吸収の測定は波長660nm及び925nmで行われる。初めの波長を有する光の吸収は血液の酸素分によって著しく左右される。それに対して第2番目の波長の光の吸収はほとんど血液の酸素分に依存していない。

【0023】指センサ5の他の実施態様は図4に図示してある。同センサは、端部でU状に曲っている柔軟な帯板30を包含している。“U”状の自由アーム31の端部には2個の発光ダイオード12が配置されている。他のアーム上には2個のフォトランジスタ13が対向して存在している。U状帯板30は前方から指14の頭部へと滑動される。指センサの固定は、指14及びU状帯板30の周りに環状に施される1個以上のバンドによって行われる。このようなバンドはフックファスナーを有するストラップ又は使い捨て接着テープであってよい。この実施態様は、使用される光及びその吸収性に関しては図3による実施態様と同様である。

【0024】指センサ5の前記の両実施態様は、素人によって簡単にかつ、正確に位置決定して取付けることができる。図3の実施態様は特に簡単で、迅速な取付けを許し、他方図4の実施態様は特に安全な固定及び高い快適着用性（指に対して圧力をかけないため）をもたらす。

【0025】体位検出器6は、その外側に印刷された位置の指図によって設定される特定の定位において患者10の上半身に接着リングで取付けられる。体位検出器6は、その中に存在する導電性材料の球を有する中空四面体を包含し、同四面体の隅には前記球によって閉じることのできる電気接点が配置されている。中空四面体は、該球が仰臥位、左側及び右側を下にした横臥、直立の姿勢の場合には、1つの隅に存在するようになり、その隅で接点を閉じる；腹臥位では同球は四面体の一つの面上に在って、接点を閉じない。マイクロホン4、EKG電極3及び体位検出器6から来る接続ケーブルは単一の接続ケーブル8に結合され、同ケーブルは15ピンプラグによって検出・記憶ユニット2に結合されうる。指センサ5は、9ピンプラグを有するユニット2に接続するための自己のケーブル9を有する。

【0026】検出・記憶ユニット2は、衣服の下で見えないようにショルダールベルト25で身体に着用されうるような、小さい寸法（190×135×45mm）及び小さい重量（約700g）を有する。ユニット2は、その前面に15ピン及び9ピンのコンセントを有し、これらのコンセントに接続ケーブル8、9の対応のプラグが

差込まれかつねじ継手によって安全化されうる。押ボタンスイッチ7の他に、ユニット2には4個の発光ダイオード28が配置されていて、ユニット2の装着後に同ユニットの動作をチェックする。記憶されたデータをコンピュータに伝送するために、データ伝送ケーブル（図示してない）が設けられている。電力供給は、1.5Vを有する6個の小電池又は相応の蓄電池から選択的に行われる。

【0027】図5の配線図は検出・記憶ユニット2における信号処理を示す。マイクロホン4によって受信された信号は増幅器16によって増幅され、2つのチャンネルに分岐される。次に1つのチャンネルの信号はフィルター17を通過する。フィルター17は、800Hz以上の信号を12dBのオクターブダンパーによって減衰させる。無濾過チャンネル及び両チャンネルに設けられたしきい値検出器は図示してない。フィルター17に結合されていて、約100Hz～800Hzの周波数範囲で感受性を有するしきい値検出器は、低い呼吸音ではなく、標準的ないびき音の信号がしきい値を越えるように、平均しきい値に調整される。約100Hz～15kHzの全周波数範囲に応答する第2のしきい値検出器は、極めて高いしきい値に調整されていて、この値は一般に、無呼吸現象による極めて高いいびき音及びあえぎ呼吸音から由来する信号でなければ越えられない。“しきい値を越える”及び“しきい値を越えない”という情報は、すでに記憶及び継続処理にとって有用な2進値である。

【0028】指センサ5のフォトランジスタ13から来る信号は、先ず信号増幅器20によって増幅される。次に脱飽和分析器21で血液の酸素飽和度が測定され、2進法によりコード化される。信号レベルは、指14の組織によって伝送されかつフォトダイオード12によって放射された光の波長の強度に相応する。短波長の光の吸収は動脈血の酸素分に著しく依存しているが、長波長の光の吸収はほとんど同酸素分に依存していないので、血液の酸素飽和度は、長波長の光の信号レベルへの標準化後に短波長の光の信号レベルから誘導されうる。この際2%までの精度が得られる。

【0029】体位検出器6から発する、4つの可能な体位信号は、体位分析器22で分析され、同様に2進法によりコード化される。図4には押ボタンスイッチ7は図示してない。

【0030】前記のすべてのパラメータは、連続的に同時に記録され、コード化され、時間的に組になっているパラメータの組で順次に、少なくとも128kBの記憶容量を有するRAM-記憶装置23に記憶される。この際基本走査間隔は1秒である。酸素飽和値は2秒毎に記録され、体位の値は10秒毎に記録され、反復される。記録時間は少なくとも22時間である。記録周期毎の記憶データは、変復調装置（図示してない）を介して92

00ボーの伝送速度で、X T-又はA T-パーソナルコンピュータ（図示してない）のRS232ポートによって伝送される。また大容量のメモリチップを使用することによって、数メガバイトの全記憶容量も実現することができる。このようにしてより短い走査間隔又はより長い全記録時間を調整することができる。

【0031】記録周期の初めに始動すると、先ずユニット2に接続ケーブル8を接続することによって自己検査が自動的に開始される。自己検査は5分続き、発光ダイオード28によって行われる。この場合発光ダイオード28の各1個は、EKG機能、飽和の測定及び2個の呼吸音チャンネルを検査するために設けられている。EKGチャンネルに関連する発光ダイオードは、R波形の検出と同時に発光され、正しい機能の場合にはR波形と同期的に明滅する。酸素飽和チャンネルに関連する発光ダイオードは、有効値が存在しない場合には、自己検査の初めの30秒の間発光する；これは例えば、指センサが指の正しい位置に取付けられていない場合である。このダイオードは、操作が正しい場合には消えたままである。呼吸音チャンネルに関連する2個の発光ダイオードは、しきい値が越えられると発光する。これらの両発光ダイオードも、操作が正しければ標準状態では発光せず、いびき音又は極めて大きい呼吸音をシミュレートすることによって発光せられる。自己検査後にユニット2は、データ記録周期の時間の間前記の生理学的データの検出及び記憶を始める。

【0032】データ記録周期の終了後に、可動ユニット2に記憶されたデータが評価のためにコンピュータに伝達される。評価の場合にはデータは3つの異なる方式で処理されかつ表示される：

i) 測定されたパラメータ（呼吸音、心搏度数、酸素飽和度、体位）は、全検出時間の間時間の関数としてグラフにより相互に表示される。このグラフ表示は前記パラメータの共通の時間的進度、ひいては特にこれらパラメータの相関性を量的に示す。このグラフは、記録された全情報を含むという利点を有する。その解釈には若干の時間を要する。

【0033】i i) 個々の測定パラメータを時間的に集め、ヒストグラム及び表の形で表示する。例えば連続10分間隔における測定心搏度数の分布、測定酸素飽和度の分布及び脱飽和度の分布が、それらの出現の頻度の関数として、ダイアグラム及び表としてグラフ表示される。これらの表示は、全時間的進度及び測定パラメータの相関関係をもはや明示しないけれども、より迅速な解釈を可能にする。

【0034】i i i) データから、おそらく無呼吸現象も包含されている諸現象の数が直接測定され、所謂RD指数（respiratory disturbance index = 呼吸障害指数）として現象数/時間の単位で表わされる。3つのこのようなRD指数が用意され

ている：いびき指数、心搏度数変化指数及び酸素脱飽和指数。

【0035】いびき指数を計算するためには、11～60秒間持続するいびきの中断を、全検出時間の間数え、これを全検出時間の時間（hour）数によって割る。この長さのいびき中断が無呼吸現象にとって代表的である。

【0036】心搏度数変化指数を計算するためには、先ず瞬間心搏度数をそれに先立つ300秒の心搏度数の連続平均値で割ることによって、相対心搏度数を計算する。90～100%の相対心搏度数の値は所謂100%階級に指定される。他の相対心搏度数の値はこの階級以外にある。心搏度数変化指数は、検出時間中に相対心搏度数が100%階級を離れ、11～60秒以内に再び100%階級に戻る事象の数を、検出時間の時間（hour）数で割った商を与える。これによって心搏度数変化が無呼吸現象と同時に発生するように測定される。

【0037】酸素脱飽和指数を決定するためには、先ず、先行する2～10回の測定からの最高酸素飽和値を加え、その合計を測定回数で割ることによって、基礎飽和値を求める。脱飽和相は、酸素飽和値が基礎飽和値の少なくとも3%だけ減少し、この減少後に再び増大して基礎飽和値の90%に達するまで持続する際に、存在する。酸素脱飽和指数は、検出時間内の脱飽和相の数/検出時間の時間（hour）数を与える。この指数は、脱飽和相を検出する。同相は同様に無呼吸現象と同時に発現する。

【0038】これらのRD指数は、直接無呼吸現象の数/時（h）を示す。3つのRD指数は通常ほぼ同じ値を有する。3つのRD指数の間の大きな相違は、特別な病的障害の存在を示すことができる。総括すると、3つのRD指数の決定は無呼吸現象の極めて迅速で、有意な測定を許す。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による移動検出・記憶装置の斜視図である。

【図2】患者の身体の操作位置における図1による装置の斜視図である。

【図3】光の吸収を測定することによって酸素飽和度を検出するための、指センサの断面図である。

【図4】柔軟な帯板を有する、図3とは異なる指センサの断面図である。

【図5】本発明による検出・記憶装置の配線図である。

【符号の説明】

- 2 検出・記憶ユニット
- 3 EKG電極
- 4 喉頭マイクロホン
- 5 クリップ（オキシメーター指センサ）
- 6 中空体（体位検出器）
- 10 患者

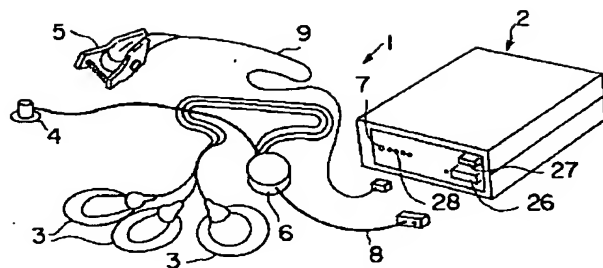
11

12

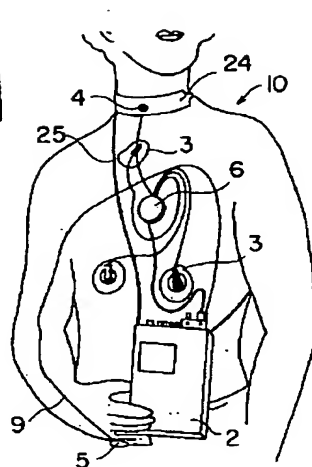
1 2 光源

1 3 受光器

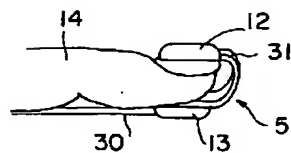
【図1】



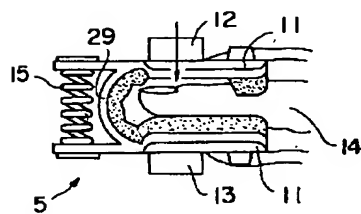
【図2】



【図4】



【図3】



【図5】

